



MAGNETIC RESONANCE IMAGING APPARATUS

Patent number: JP2001212108
Publication date: 2001-08-07
Inventor: ABE TAKAYUKI; WATABE SHIGERU
Applicant: HITACHI MEDICAL CORP
Classification:
 - international: **G01R33/563; G01R33/28; G01R33/54; G01R33/28;**
 (IPC1-7): A61B5/055; G01R33/48
 - european: G01R33/563
Application number: JP20000029817 20000207
Priority number(s): JP20000029817 20000207

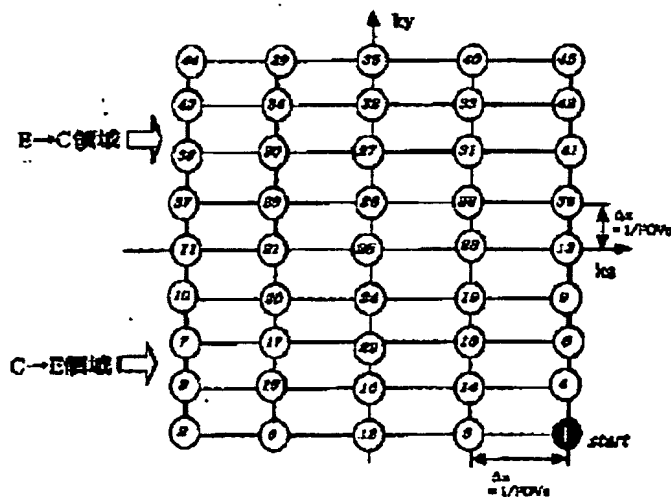
Also published as:

 US6611144 (B2)
 US2003011368 (A1)

Report a data error here

Abstract of JP2001212108

PROBLEM TO BE SOLVED: To depict the whole of a blood vessel at a higher contrast while reducing effect due to the deviation of imaging timing in a contrast MRA measurement and enable the selective depiction of the image of an artery. **SOLUTION:** Measurement is started from the moment when the concentration of a contrast medium of the intended blood vessel begins to rise at a timing imaging and a sampling control is performed so as to shift the sampling point toward a low frequency component from a high frequency component at an area ($E \rightarrow C$) initially measured in a space (k) so that the sampling point gradually approaches the origin in distance and toward the high frequency component from the low frequency component at another area ($C \rightarrow E$) subsequently measured with its limit as turning point so that it gradually separated from the origin, to the contrary. Thus, the concentration of the contrast medium reaches its peak when the low frequency component is measured.



Data supplied from the *esp@cenet* database - Worldwide

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号
特開2001-212108
(P2001-212108A)

(43)公開日 平成13年8月7日(2001.8.7)

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テームト [*] (参考)
A 6 1 B 5/055		A 6 1 B 5/05	3 7 2 4 C 0 9 6
G 0 1 R 33/48		G 0 1 N 24/08	5 1 0 Y

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 8 頁)

(21)出願番号 特願2000-29817(P2000-29817)

(22)出願日 平成12年2月7日(2000.2.7)

(71)出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72)発明者 阿部 貴之

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株

式会社日立メディコ内

(72)発明者 渡部 滋

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株

式会社日立メディコ内

(74)代理人 100099852

弁理士 多田 公子 (外1名)

Fターム(参考) 4C096 AA10 AA11 AB04 AD06 AD24

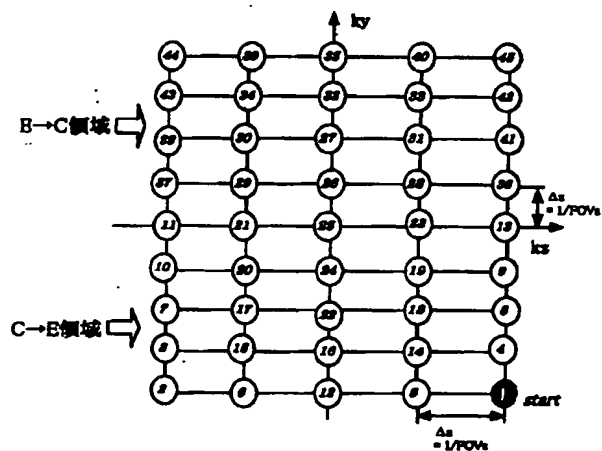
BA06 BA13 BA18 BA33

(54)【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置

(57)【要約】

【課題】造影MRA計測において撮像タイミングのずれによる影響を低減しつつ、血管全体を高コントラストに描出する。また、選択的に動脈像の描出を可能とする。

【解決手段】タイミング撮像で目的血管の造影剤濃度が高くなった時点から計測を開始し、k空間において最初に計測される領域(E→C)では原点からの距離が漸次的に近づくようにサンプル点を高周波成分から低周波成分に向かってサンプリング制御し、限定を境に続いて計測される他方の領域(C→E)では逆にその距離が漸次的に離れていくようにサンプル点を低周波成分から高周波成分に向かってサンプリング制御する。これによって低周波成分を計測するときが造影剤濃度ピークとなるようにする。



【特許請求の範囲】

【請求項1】被検体の置かれる空間に静磁場を発生する静磁場発生手段と、前記空間にスライス方向、位相エンコード方向及び読み出し方向の各傾斜磁場を与える傾斜磁場発生手段と、前記被検体の生体組織の原子核に核磁気共鳴を起こさせるために高周波磁場を照射する送信系と、前記核磁気共鳴により放出されるエコー信号を検出する受信系と、前記傾斜磁場発生手段、送信系および受信系を制御する制御系と、受信系で検出したエコー信号を用いて画像再構成演算を行なう信号処理系と、得られた画像を表示する手段とを備えた磁気共鳴イメージング装置において、

前記制御系は、スライスエンコード及び位相エンコードを付与する三次元シーケンスを実行し、この際、スライスエンコード数および位相エンコード数で規定される k 空間を2分割し、その一方の領域においては k 空間上の原点から計測点までの距離が計測順に漸減し、他方の領域においては k 空間上の原点から計測点までの距離が計測順に漸増するように前記スライス方向および位相エンコード方向の傾斜磁場発生手段を制御することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項2】前記2分割された領域の一方は、計測点の数が他方の領域に比べ少ないことを特徴とする請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項3】被検体の所定の領域を選択して励起し、少なくとも二方向にエンコードする傾斜磁場を印加し、前記領域から生じるエコー信号を計測するステップを前記傾斜磁場の強度を変えながら複数回繰り返し、三次元画像データを収集するデータ収集方法において、前記二方向のエンコード傾斜磁場強度で規定される計測空間を2分割し、

2分割された領域について順次計測を行い、その際、最初に計測される領域では、前記計測空間の原点から計測点までの距離が計測順に漸減するように計測し、後で計測される領域においては前記計測空間の原点から計測点までの距離が計測順に漸増するように計測することを特徴とするデータ収集方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、核磁気共鳴(以下「NMR」と略記する)現象を利用して被検体の所望部位の断層画像を得る磁気共鳴イメージング装置に関し、特に血管系の走行を描出する際に必要最小限の時間で、所望の描出範囲と画質を確保することの可能な磁気共鳴イメージング装置(以下、MRI装置という)に関するものである。

【0002】

【従来の技術】MRI装置は、NMR現象を利用して被検体中の所望の検査部位における原子核スピン(以下単にスピンと称す)の密度分布、緩和時間分布等を計測し

て、その計測データから被検体の任意の断面を画像表示するものである。

【0003】このMRI装置の撮像機能に、血流を描画するMRアンジオグラフィ(以下MRAと略す)があり、MRAには造影剤を使用しない方法と造影剤を使用する方法がある。

【0004】造影剤を用いる方法としてはGd-DTPAなどのT1短縮型の造影剤とグラジエントエコー系の短いTRのシーケンスを組み合わせる方法が一般的である。この方法では、T1短縮型の造影剤を含む血流スピンの周囲組織より短いT1を有しているために、高周波磁場による励起を短い繰り返し時間TRで受けた場合に飽和が起これにくく相対的に他の組織より高信号を発することを利用し、造影剤を含む血液に満たされた血管を他組織に対し高コントラストで描出するものである。造影剤が目的とする血管内にとどまっている間に血管を含むVolumeのデータ(具体的には3次元)の計測を行ない、得られた三次元画像を重ね合わせて投影処理を行うことにより、血流を描画する。ここで一般的には広範囲で高分解能の情報を得るために、三次元データを取得する三次元グラジエントエコー法を基本とするシーケンスが用いられる。

【0005】このような三次元造影MRAにおいて良好な画像を得るためには、(1)造影剤の注入法、(2)撮像時間およびタイミングが重要である。(1)については、造影剤を撮像対象とする血管内に安定して高濃度を維持するように注入しなければならない。このため通常は自動注入器を使用した急速注入が一般的に用いられる。

【0006】(2)については、例えば動脈のみを分離し選択的に撮像するためには、データ収集時に動脈における造影剤の濃度が高くなるように撮像タイミングを設定する必要がある。特に画像のコントラストを支配している k 空間の中心部分(低周波領域)において造影剤濃度がピークに達するのが理想であり、使用するパルスシーケンスのデータ収集法に応じてタイミングを設定する。

【0007】データ収集法には、主に k 空間の高周波側一端から低周波領域を経て高周波側他端まで計測するシーケンシャルオーダー(Sequential Order)と、 k 空間の低周波領域から交互に高周波両端に向かって計測するセントリックオーダー(Centric Order)があり、一般的にはセントリックオーダーが用いられている。三次元計測のセントリックオーダーでは、位相エンコードループ、スライスエンコードループを一方を外側、他方を内側のループとし、そのどちらかあるいは両方をセントリックオーダーで制御している。

【0008】しかしながら、この場合のセントリックオーダーは、図1(b)に示すように k 空間上の原点から計測点(サンプリング点)の距離が変動し真のセントリックオーダーではないため、動静脈の分離が不十分の場合があった。

【0009】このような問題を解決する方法として ky -

kz空間において相対FOVをも考慮し、信号計測が進むに従いk空間上の原点からの距離が徐々に離れていくように制御するエリプティカルセントリックオーダリング(Elliptical Centric Ordering)が提案されている

(図1(c)) ("Performance of an Elliptical Centric View Order for Signal Enhancement and Motion Artifact Suppression in Breath-hold Three-Dimensional Gradient Echo Imaging. Alan, et al. Magnetic Resonance in Medicine 38:793-802, 1997")。

【0010】

【発明が解決しようとする課題】このデータ収集法では、撮像時間の初めに画像のコントラストを決定する低周波データを計測するので、目的とする血管の造影剤濃度が増加したときに撮像を開始することにより選択的に動脈像を得ることが可能となった。

【0011】しかしながら上述したセントリックオーダーやエリプティカルセントリックオーダリングでは、画像のコントラストを早期に決定でき選択的に動脈像を得るのに有効であるものの、至適撮像タイミングがずれた場合、造影剤が高濃度のときの低周波情報が激減してしまうために画質が劣化しやすいという問題がある。また原点を中心にk空間の上下或いは左右高周波領域に計測を進める全計測であるため、撮像時間が長くなるという問題があった。

【0012】そこで本発明は、至適撮像タイミングのずれによる画質への影響を軽減しつつ、短時間に目的とする血管全体を高コントラストで描出することができるMRI装置を提供することを目的とする。またそれによってMRIにおいて動脈と静脈を分離して描出することの可能なMRI装置を提供することを目的とする。さらに本発明はMRIに好適なデータ収集法を提供することを目的とする。

【0013】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するために、本発明においては、ky-kz空間をky軸またはkz軸にて2分割し、その1方の領域においてはk空間上の原点からの距離が漸次的に近づくように計測点を高周波成分から低周波成分に向かって制御し、他方の領域においては逆にその距離が漸次的に離れていくように計測点を低周波成分から高周波成分に向かって制御するデータ収集法を採用する。

【0014】即ち、本発明のMRI装置は、被検体の置かれる空間に静磁場を発生する静磁場発生手段と、前記空間にスライス方向、位相エンコード方向及び読み出し方向の各傾斜磁場を与える傾斜磁場発生手段と、前記被検体の生体組織の原子核に核磁気共鳴を起こさせるために高周波磁場を照射する送信系と、前記核磁気共鳴により放出されるエコー信号を検出する受信系と、前記傾斜磁場発生手段、送信系および受信系を制御する制御系と、受信系で検出したエコー信号を用いて画像再構成演算を行なう信号処理系と、得られた画像を表示する手段とを

備え、前記制御系は、スライスエンコード及び位相エンコードを付与する三次元シーケンスを実行し、この際、スライスエンコード数および位相エンコード数で規定されるk空間を2分割し、その一方の領域においてはk空間上の原点から計測点までの距離が計測順に漸減し、他方の領域においてはk空間上の原点から計測点の距離が計測順に漸増するように前記スライス方向および位相エンコード方向の傾斜磁場発生手段を制御する。

【0015】また本発明のMRI装置の一つの態様において、前記制御系は、2分割された領域の一方の計測では、計測点の数が他方の領域に比べ少ない制御を行う。本発明の三次元画像データ収集法は、被検体の所定の領域を選択して励起し、少なくとも二方向にエンコードする傾斜磁場を印加し、前記領域から生じるエコー信号を計測するステップを前記傾斜磁場の強度を変えながら複数回繰り返し、三次元画像データを収集する際に、前記二方向のエンコード傾斜磁場強度で規定される計測空間を2分割し、2分割された領域について順次計測を行い、その際、最初に計測される領域では、前記計測空間の原点から計測点までの距離が計測順に漸減するように計測し、後で計測される領域においては前記計測空間の原点から計測点までの距離が計測順に漸増するように計測することを特徴とする。

【0016】本発明のデータ収集方法において、好適には、原点からの距離が等しい点がいくつか存在する場合は、前計測点からのk空間上の距離が最も近い点を次の計測点として計測する。

【0017】本発明のデータ収集方法によれば、図1(a)に示すように原点からの距離変動のない計測を行うことができ、最も低周波成分を計測する時点と目的とする血管の信号強度が造影剤によってピークとなる時点とを一致させることにより、目的血管を高コントラストで描出することができる。また低周波成分を計測する時点と信号強度のピークに多少のずれがあっても、確実に低周波成分を計測することができ、画像の劣化がない。尚、図1(b)～(d)に従来のセントリックオーダー、エリプティカルセントリックオーダー、シーケンシャルオーダーにおけるk空間原点からの距離変化を示す。

【0018】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施例について添付図面を参照して説明する。

【0019】図2は本発明によるMRI装置の全体構成を示すブロック図である。このMRI装置は、NMR現象を利用して被検体の断層像を得るもので、静磁場発生磁石2と、磁場勾配発生系3と、シーケンサ4と、送信系5と、受信系6と、信号処理系7と、中央処理装置(CPU)8とを備えて成る。

【0020】静磁場発生磁石2は、被検体1の周りにその体軸方向または体軸と直交する方向に均一な静磁場を発生させるもので、被検体1の周りのある広がりをもった

空間に永久磁石方式または常電導方式あるいは超電導方式の磁場発生手段が配置されている。

【0021】磁場勾配発生系3は、X、Y、Zの三軸方向に巻かれた傾斜磁場コイル9と、それぞれの傾斜磁場コイルを駆動する傾斜磁場電源10とから成り、後述のシーケンサ4からの命令に従ってそれぞれのコイルの傾斜磁場電源10を駆動することにより、X、Y、Zの三軸方向の傾斜磁場 G_x 、 G_y 、 G_z を被検体1に印加するようになっている。この傾斜磁場の加え方により被検体1の特定のスライス又スラブを選択的に励起することができ、また計測空間（k空間）における計測点（サンプリング点）の位置、計測順序を規定することができる。

【0022】シーケンサ4は、CPU8の制御で動作し、被検体1の断層像のデータ収集に必要な種々の命令を、磁場勾配発生系3、送信系5及び受信系6に送るようになっている。シーケンサ4が制御する磁場勾配発生系3、送信系5及び受信系6の動作タイミングはパルスシーケンスと呼ばれ、ここではパルスシーケンスの一つとして三次元血流撮像のためのシーケンスが採用される。シーケンサ4の制御については後に詳述する。

【0023】送信系5は、シーケンサ4から送り出される高周波パルスにより被検体1の生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせるために高周波磁場を照射するもので、高周波発振器11と変調器12と高周波増幅器13と送信側の高周波コイル14aとから成る。高周波発振器11から出力された高周波パルスをシーケンサ4の命令にしたがって変調器12で振幅変調し、この振幅変調された高周波パルスを高周波増幅器13で増幅した後に被検体1に近接して配置された高周波コイル14aに供給することにより、電磁波が被検体1に照射されるようになっている。

【0024】受信系6は、被検体1の生体組織の原子核の核磁気共鳴により放出されるエコー信号（NMR信号）を検出するもので、受信側の高周波コイル14bと増幅器15と直交位相検波器16とA/D変換器17とから成る。上記送信側の高周波コイル14aから照射された電磁波による被検体1の応答の電磁波（NMR信号）は被検体1に近接して配置された高周波コイル14bで検出される。検出されたエコー信号は、増幅器15及び直交位相検波器16を介してA/D変換器17に入力されデジタル量に変換され、さらにシーケンサ4からの命令によるタイミングで直交位相検波器16によりサンプリングされた二系列の収集データとされ、信号処理系7に送られる。

【0025】信号処理系7は、CPU8と、磁気ディスク18及び磁気テープ19等の記録装置と、CRT等のディスプレイ20とから成り、CPU8でフーリエ変換、補正係数計算像再構成等の処理を行い、任意断面の信号強度分布あるいは複数の信号に適当な演算を行って得られた分布を画像化してディスプレイ20に断層像として表示するようになっている。なお、図2において、送信側及び受信側の高

周波コイル14a、14bと傾斜磁場コイル9は、被検体1の周りの空間に配置された静磁場発生磁石2の磁場空間内に設置されている。

【0026】次に本発明のMRI装置における血流撮像機能について説明する。既に述べたようにシーケンス4は、所定のパルスシーケンス、ここでは三次元MRAシーケンス、に従い磁場勾配発生系3、送信系5及び受信系6の動作タイミングを制御するが、このパルスシーケンスはCPU8に備えられたメモリに予めプログラムとして組み込まれており、他のパルスシーケンスと同様、使用者が撮影の目的に応じて適宜選択することにより実行することができる。即ち、CPU8の入力装置を介して造影剤を用いたMRAが選択されると、シーケンス4はCPU8によって制御され、三次元MRAシーケンスを実行する。

【0027】このパルスシーケンスは、例えば図3に示すように、グラディエントエコー法を基本とするシーケンスで、三次元MRAシーケンスに一般的なものである。即ち、領域選択傾斜磁場 G_s と同時に高周波磁場パルスRFを印加して目的血管を含む領域（スラブ）を励起した後、スライス方向の傾斜磁場パルス G_{e1} および位相エンコード方向の傾斜磁場パルス G_{e2} を印加し、次いで読み出し傾斜磁場 G_r 印加するとともにその極性を反転させてエコー信号を計測する。高周波磁場パルスRFからエコー信号計測までをスライス方向の傾斜磁場 G_{e1} および位相エンコード方向の傾斜磁場 G_{e2} の磁場強度を変えながら、所定の繰り返し時間TRで繰り返し、三次元データを得る。

【0028】スライス方向および位相エンコード方向のエンコード数は両方向の画像分解能を決めるもので、計測時間等を考慮して予め設定されている。例えば位相エンコード方向のエンコード数は128、256など、スライス方向は10～30などに設定されている。またこのスライス方向および位相エンコード方向のエンコード数によってk空間（ k_y ～ k_z ）が規定される。即ち図3のシーケンスにおいて、スライス方向の傾斜磁場強度のある値 G_{e1} （ G_z ）と位相エンコード方向の傾斜磁場強度のある値 G_{e2} （ G_y ）のときに計測された信号は、 G_z 、 G_y に対応するk空間の座標（ k_y 、 k_z ）に配置されることになる。

【0029】例えば図3に示す三次元MRAシーケンス自体はMRAにおいて一般的なものであるが、本実施例が採用するこのシーケンスでは、データ収集法が従来のセントリックオーダー或いはエリプティカルセントリックオーダーリングとは異なる。この方法では、 k_y ～ k_z 空間を k_y 軸または k_z 軸に沿って2分割し、最初に計測が開始される一方の領域においては、k空間上の原点0からの距離が大きい点から計測を開始し、その後漸次原点0に近づくようにサンプリング点を高周波成分から低周波成分に向かってサンプリング制御する。また他方の領域においては、逆に原点0或いはその近傍から、原点0からの距離が漸次離れていくようにサンプリング点を低周波成分か

ら高周波成分に向かってサンプリング制御する。

【0030】この場合、原点からの距離が等しい点がいっつか存在する場合は、前サンプリング点からの k 空間上の距離が最も近い点を次のサンプリング点として計測する。

【0031】即ち、このデータ収集法は、1) 2分割した領域の一方では、原点から最も遠い点から開始し、以後、原点からの距離が漸減するようにその後のサンプリング点を決定する。他方の領域では、原点或いは原点に最も近い点から開始し、以後、原点からの距離が漸増するようにその後のサンプリング点を決定する。2) 時間的に隣接するサンプリング点間の距離が最短となるようにする。という2つの条件のANDによって定義される。

【0032】本発明のデータ収集法において、2) の条件は必須ではないが、互いに隣接するサンプリング点をできるだけ近接したものにより、アーチファクトを低減することができる。この目的のためには、2) の条件として、2つのサンプリング点の距離ではなく、例えば k_y 値が同じであるか最も近いものを選択するようにしてもよい。また2つのサンプリング点の関係のみならず、次の計測やさらにその後の計測における複数のサンプリング点の関係を考慮して最適なサンプリング点を決めるようにしてもよい。

【0033】図4に上述のデータ収集法の単純化した一例として、スライスエンコード数が5、位相エンコード数が9である 5×9 マトリックスの k 空間におけるデータ収集順序を示す。図中、丸で囲まれた数字はデータ収集順序を示している。ここでは k 空間を k_z 軸で2分割し、下側の領域($E \rightarrow C$ 領域)では「start」と示された高周波領域の一点(番号1)から番号順に原点(番号25)に向かって計測し、上側の領域($C \rightarrow E$ 領域)では原点から高周波領域に向かって番号順に番号45まで計測している。尚、 k 空間の座標上で隣接する2点間の距離 Δz が $1/FOV_z$ である。

【0034】次にこのようなデータ収集法を採用した上記MRI装置による造影MRAの一実施例を図5を参照して説明する。

【0035】まず被検体を静磁場磁石内の計測空間に配置し、目的とする血管を含む撮像領域を決定し、タイミング撮像を行なう。タイミング撮像はテストインジェクション法によって行なう。この方法では、少量の造影剤(約1~2ml)をテスト注入して、図5に示すように、対象部位における時間—信号曲線を得、そこから造影剤の到達時刻 t_l を計測し、この結果を基にして本撮像を行なうタイミングを決定する方法である。タイミング撮像の方法としては、このテストインジェクション法の他に、造影剤の到達に関してモニタ領域内で特定の部位にROIを設定し、同部位の信号変化を捉え、設定した閾値を超えた時点で自動的に撮像が始まる方法や目的とする血管をリアルタイムで観察し適切な信号上昇がえられた時点で

撮像を開始する方法があり、これらの方法を採用することも可能であるが、テストインジェクション法は造影剤を本撮像に先行して使用することにより、正確にタイミングを測定することができるので好適である。

【0036】タイミング撮像の後、図5(b)に示すように本撮像を行なう。本撮像は基本的に造影剤注入前と造影剤注入後の画像を撮像する。造影前と造影後の撮像は、同一条件で同一スライスまたはスラブ位置について連続的に行なう。撮像シーケンスは図3に示すような短TRの三次元グラディエントエコー法を基本とするシーケンスである。この場合、血流を撮像対象としているので、流れによるディフェイズをリフェイズするための傾斜磁場即ちグラディエントモーメントヌリング(Gradient Moment Nulling)を付加してもよいが、これは必須ではなく、TR/TE短縮のためにはむしろ単純なグラディエントエコーとするのが好ましい。

【0037】パルスシーケンスの繰り返し時間TRおよびマトリクスサイズ(スライスエンコード数及び位相エンコード数)並びに加算数が決まると撮像時間Tが決まるので、上記タイミング撮像で得られた目的とする血管の造影剤到達時刻 t_l を基に、目的とする血管に造影剤が到達した時に k_y - k_z 空間の低周波領域のデータ計測が行われるように、撮像開始時刻 t_2 (造影剤を注入してから撮像を開始するまでの時間)を設定する。撮像はまず $E \rightarrow C$ 領域の計測を開始し、続いて $C \rightarrow E$ 領域の計測を行なう。この場合、シーケンサ4は先に計測する領域(例えば $E \rightarrow C$ 領域)ではスライス方向傾斜磁場パルスと位相エンコード方向の傾斜磁場パルスをともに高周波成分から低周波成分を順に計測するように制御し、またその後の計測領域(例えば $C \rightarrow E$ 領域)では低周波成分から高周波成分の順に計測するように制御する。この場合、最初の領域ではサンプリング点は原点からの距離が漸次減少し、後の領域では原点からの距離が漸次増加するように制御することは前述のとおりである。

【0038】これによって、目的とする血管に造影剤が到達し目的血管を流れる血液の信号強度が最も高くなった時点で k 空間の低周波成分を計測することとなり、動脈の画像を高いコントラストで描画できる。しかも図5(b)に示すように造影剤到達時刻 t_l を挟んで両側に低周波成分を計測する時間帯が存在するので、タイミング撮像と本撮像との間のわずかな条件の違い等によって両者の造影剤到達時刻 t_l にずれが生じた場合にも、画質の劣化が殆どない高品質の画像を得ることができる。

【0039】データ収集法の違いによる動静脈分離の違いをシュミレーションした結果を図6に示す。尚、このシュミレーションは、 $FOV: 320$ 、 $TR: 10ms$ 、位相エンコード数:160、スライスエンコード数:16、画像マトリクス: 256×16 、スライス:5mmの条件で実行したものであり、動静脈分離は、動脈の信号強度と静脈の信号強度の比で表している。

【0040】図からわかるように、本発明のデータ収集法はシーケンシャルオーダー、エリプティカルセントリックオーダーリングと比べ、動静脈信号比が増加している。従って動脈の近傍にそれと紛らわしい静脈がある場合でも、動脈のみを高コントラストで描画できる。

【0041】こうして造影前と造影後でそれぞれ三次元画像データを得た後、これらの差分を取ることににより、血管のみの三次元データを得ることができる。このように造影前後の画像間で差分処理を行なって血管以外の組織を除去する方法は3D MR-DSA(Digital Subtraction Angiography)と呼ばれ公知の手法であり、本発明において必須ではないが、特に血管以外の組織とのコントラストを十分に得られにくい細い血管の描出に好適である。

【0042】さらに差分処理後の三次元データを、冠状断、矢状断、軸横断等、任意の方向に投影することにより立体的に観察できる。投影の手法としては公知の最大値投影法(Maximum Intensity Projection)等を採用することができる。

【0043】尚、以上の実施例では三次元MRAシーケンスとしてグラディエントエコー法によるシーケンスを示したが、1回の励起で複数のエコー信号を計測するEPI(Echo Planar Imaging)法や分割型のEPIなども採用することができる。

【0044】また以上の実施例ではk空間の分割をkz軸で分割した場合を示したが、ky軸で分割してもよい。さらに分割した領域について対称的にデータを収集する場合を説明したが、領域は非対称であってもよい。

【0045】非対称の場合の実施例を図7を参照して説明する。ここでもマトリックスは 5×9 とし、k空間をkz軸で分割している場合を例に説明する。この非対称のデータ収集では、先に計測する領域、例えばE→C領域では高周波領域からではなく、中周波領域(番号1)から計測を開始し、低周波領域(番号15)まで番号順に計測する。その後は図4の場合と同様に低周波領域から高周波領域までC→E領域の全領域について計測を行う。或いはその逆に先に計測する領域については全領域について計測し、後半の領域については低周波領域から中周波領域まで計測を行うことも可能である。例えば図7で言えば、番号35から計測を開始し、その後、番号が小さくなる順序で番号1まで計測を行ってもよい。

【0046】このように2分割された領域の一方の計測点数を他方よりも少なくすることにより、全体としての撮像時間を短縮することができる。即ち、図5(c)

(d)に示すように先に計測する領域の計測点数を減らしたり、後に計測する領域の計測点数を減らすことにより、図5(b)に比べ撮像時間が短くなる。特に図5

(d)は、目的血管とその近傍にある静脈との距離が短く、造影剤が目的血管に到達した後、近傍の静脈に達する時間が短い場合に有効であり、後半の領域を低周波成分から中周波成分まで計測することにより、近傍の静脈

からの信号(図中、点線で示す信号強度曲線)が混入するのを防止することができる。

【0047】この場合、計測点数が少ない領域のデータは、計測されていないデータ(図7に斜線で示す領域のデータ)を計測されている領域のデータから推定してもよいし、または0づめをしてもよい。この実施例でも上述した効果に加え、三次元計測タイミングのずれによる影響を低減しつつ、選択的に高コントラストな動脈像を得ることができる。

【0048】尚、計測点数の減らしかたは、上述したように領域の低周波側の半分のみを計測する場合に限定されず、例えばkz方向或いはky方向のデータを1～数列毎に間引きするなど任意に変更することが可能である。

【0049】さらにk空間におけるデータ収集は、図4や図7に示すような矩形のマトリックスに限らず、図8に示すように原点(番号15)を中心とする円(楕円)内のデータを収集することも可能である。図8に示す実施例でもスライスエンコード数は5、位相エンコード数は9であるが、ここではky、kzが共に高周波成分となる領域は計測せずに、原点(番号15)を中心として同心円状に配置されるデータを収集する。データ収集の順序は、図中丸で囲んだ番号で示したように、最初に計測される下半分の領域では、中心から遠い方から順に中心に向かい、上半分の領域では中心から遠ざかる方向で計測する。

【0050】この場合にも図4に示す実施例と同様の効果を得ることができる。またこの場合にも必要に応じてデータの間引きや補間を行うことができる。

【0051】

【発明の効果】以上説明したように本発明のMRI装置によれば、ky-kz空間をky軸またはkz軸にて2分割し、その1方においてはk空間上の原点からの距離が漸次的に近づくようにサンプル点を高周波成分から低周波成分に向かってサンプリング制御し、他方の領域においては逆にその距離が漸次的に離れていくようにサンプル点を低周波成分から高周波成分に向かってサンプリング制御するようにしたので、撮像タイミングのずれによる影響を低減しつつ、高コントラストで動静脈分離された画像を得ることが可能となる。また、2分割した一方の領域における計測点数を少なくすることにより撮像時間の短縮を図ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明によるMRI装置が採用するデータ収集法および従来のデータ収集法を説明する概略図。

【図2】本発明が適用されるMRI装置の全体構成を示すブロック図。

【図3】本発明のMRI装置が実行する造影MRA計測のパルスシーケンスの一実施例を示す図。

【図4】本発明によるk空間のデータ収集順序の一実施例を模式的に示す図。

3…磁場勾配発生系

4…シーケンサ

5…送信系

6…受信系

7...信号处理系

8...CPU

9…傾斜磁場コイル

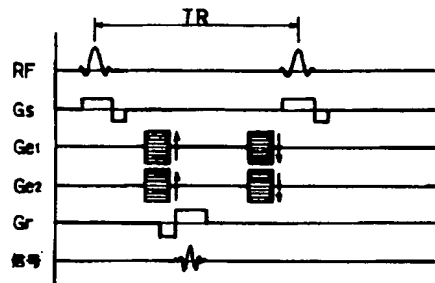
14b…受信側の高周波コイル

(a) (b) (c) (d)

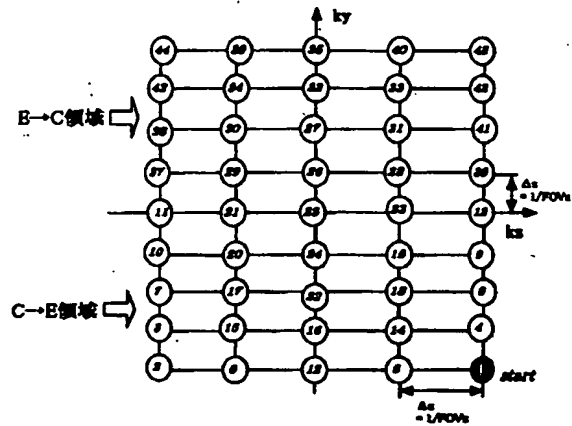
Graph (a) shows a V-shaped curve with a minimum at $t=0$. Graph (b) shows a sawtooth-like oscillation with a minimum at $t=0$. Graph (c) shows a smooth curve starting from the origin and increasing. Graph (d) shows a V-shaped curve with a minimum at $t=0$, similar to (a) but with a different shape.

[illegible]

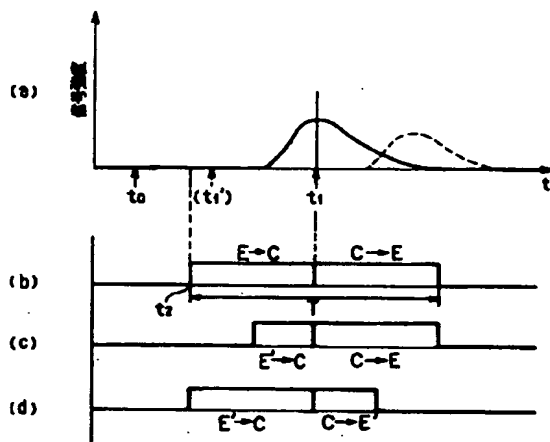
【図3】



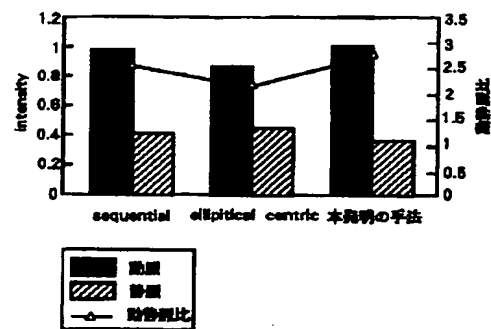
【図4】



【図5】



【図6】



【図8】

